

PAT-NO: JP02003117009A  
DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 2003117009 A  
TITLE: RADIOTHERAPY DEVICE  
PUBN-DATE: April 22, 2003

## INVENTOR-INFORMATION:

NAME	COUNTRY
KUNIEDA, TATSUYA	N/A

## ASSIGNEE-INFORMATION:

NAME	COUNTRY
MITSUBISHI ELECTRIC CORP	N/A

APPL-NO: JP2001313961

APPL-DATE: October 11, 2001

INT-CL (IPC): A61N005/10, A61B006/00 , G06T001/00 , G06T007/00

## ABSTRACT:

PROBLEM TO BE SOLVED: To solve a problem in a conventional radiotherapy device that it is difficult to acquire the three-dimensional coordinates at real time.

SOLUTION: This radiotherapy device comprises a CARM linac 15, three tumor markers 17 buried near a tumor, an X-ray fluoroscopic apparatus 21 for picking up images of the tumor markers from the first direction, an X-ray fluoroscopic apparatus 22 for picking up the images of the tumor markers from the second direction, image input parts 26, 28 for digitalizing diorama outputted from the X-ray fluoroscopic apparatuses 21, 22, recognition processing parts 27, 29 for matching template images of the tumor markers to the image information

digitalized by the image input parts to determine two-dimensional coordinates of three tumor markers, a central processing part 30 for calculating the three-dimensional coordinates of three tumor markers, an isocentre position and the like on the basis of the two-dimensional coordinates, and an radiation control part 23 for controlling the therapy beam radiation on the basis of the isocentre position and the like. Whereby the radiation of large dosage can be selectively performed to the tumor in a trunk of the body by rotational movement in addition to parallel movement, and the exposure to normal tissue can be reduced.

COPYRIGHT: (C) 2003, JPO

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-117009

(P2003-117009A)

(43) 公開日 平成15年4月22日 (2003. 4. 22)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード <sup>*</sup> (参考)
A 6 1 N 5/10		A 6 1 N 5/10	M 4 C 0 8 2
A 6 1 B 6/00		A 6 1 B 6/00	3 7 0 4 C 0 9 3
	3 7 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 A 5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	2 9 0	7/00	3 0 0 D 5 L 0 9 6
7/00	3 0 0	A 6 1 B 6/00	3 0 3 A

審査請求 有 請求項の数 8 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2001-313961(P2001-313961)

(22) 出願日 平成13年10月11日 (2001. 10. 11)

(71) 出願人 000006013

三菱電機株式会社

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号

(72) 発明者 國枝 達也

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三

菱電機株式会社内

(74) 代理人 100057874

弁理士 曾我 道照 (外6名)

最終頁に続く

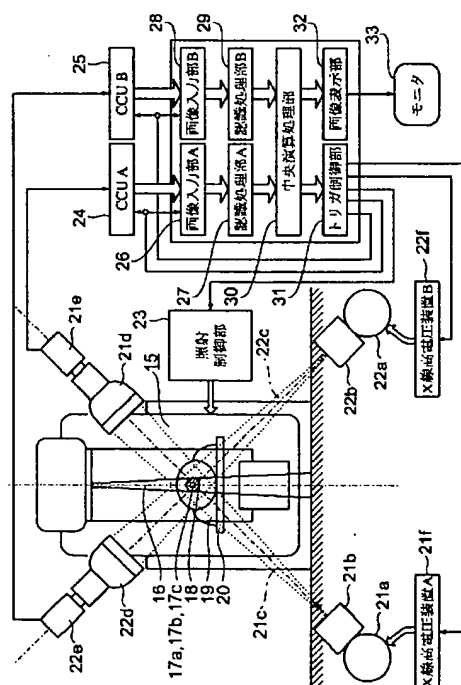
(54) 【発明の名称】 放射線治療装置

(57) 【要約】

【課題】 従来、実時間での3次元座標取得への適用は困難であった。

【解決手段】 CARMライナック15と、腫瘍近傍に埋め込まれた3個の腫瘍マーカ17と、前記腫瘍マーカを第1の方向から撮像するX線透視装置21と、第2の方向から撮像するX線透視装置22と、X線透視装置21、22から出力される透視像をデジタイズする画像入力部26、28と、前記画像入力部によってデジタイズされた画像情報に腫瘍マーカのテンプレート画像をテンプレートマッチングし、3個の腫瘍マーカの2次元座標を求める認識処理部27、29と、前記2次元座標に基づき3個の腫瘍マーカの3次元座標、アイソセンタ位置等を計算する中央演算処理部30と、前記アイソセンタ位置等により治療ビーム照射を制御する照射制御部23とを備えた。

【効果】 平行移動に加え回転移動も含む体幹部内の腫瘍に選択的に大線量の照射を行い、正常組織への被爆を低減できる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 腫瘍に治療ビームを照射するCARMライナックと、  
前記腫瘍近傍に埋め込まれた少なくとも3個の腫瘍マーカと、  
前記腫瘍マーカを第1の方向から撮像する第1のX線透視装置と、  
前記腫瘍マーカを第2の方向から前記第1のX線透視装置と同時に撮像する第2のX線透視装置と、  
前記第1及び第2のX線透視装置から出力される第1及び第2の透視像を、それぞれデジタイズする第1及び第2の画像入力部と、  
前記第1及び第2の画像入力部によってデジタイズされた画像情報に予め登録された腫瘍マーカのテンプレート画像を作用させた濃淡正規化相互相関法によるテンプレートマッチングを所定フレームレートの実時間レベルで実行し、前記3個の腫瘍マーカの第1及び第2の2次元座標を、それぞれ求める第1及び第2の認識処理部と、  
前記第1及び第2の認識処理部で算出された第1及び第2の2次元座標に基づいて前記3個の腫瘍マーカの3次元座標、並びにこれらの腫瘍マーカの3次元座標より得られるアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状を計算する中央演算処理部と、  
前記求めた腫瘍マーカの3次元座標より得られるアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状により前記CARMライナックの治療ビーム照射を制御する照射制御部とを備えたことを特徴とする放射線治療装置。

【請求項2】 前記腫瘍マーカの3次元座標によって算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状より得られた前記CARMライナックの各駆動軸の補正量に基づき、前記CARMライナックの各駆動軸を駆動制御する各駆動軸駆動制御部をさらに備え、  
前記各駆動軸駆動制御部により体幹部内で動き回る腫瘍に実時間で位置補正を行いながら、前記照射制御部により治療ビームを追尾照射することを特徴とする請求項1記載の放射線治療装置。

【請求項3】 前記腫瘍マーカの3次元座標によって算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状より得られた前記CARMライナックの各駆動軸の補正量が制御対象となる駆動軸毎に予め決められた駆動可能範囲をこえる場合には前記各駆動軸駆動制御部、及び前記照射制御部の動作を停止させる駆動範囲判定部をさらに備えたことを特徴とする請求項2記載の放射線治療装置。

【請求項4】 前記腫瘍マーカの3次元座標によって算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状が予め決められた追尾可能範囲をこえる場合には前記各駆動軸駆動制御部、及び前記照射制御部の動作を停止させる追尾範囲判定部をさらに備えたことを特徴とする請求項2記載の放射線治療装置。

【請求項5】 腫瘍に治療ビームを照射するCARMライナックと、  
前記腫瘍近傍に埋め込まれた少なくとも3個の腫瘍マーカと、  
前記腫瘍マーカを第1の方向から撮像する第1のX線透視装置と、  
前記腫瘍マーカを第2の方向から前記第1のX線透視装置と同時に撮像する第2のX線透視装置と、  
前記第1及び第2のX線透視装置から出力される第1及び第2の透視像を、それぞれデジタイズする第1及び第2の画像入力部と、  
前記第1及び第2の画像入力部によってデジタイズされた画像情報に予め登録された腫瘍マーカのテンプレート画像を作用させた濃淡正規化相互相関法によるテンプレートマッチングを所定フレームレートの実時間レベルで実行し、前記3個の腫瘍マーカの第1及び第2の2次元座標を、それぞれ求める第1及び第2の認識処理部と、  
前記第1及び第2の認識処理部で算出された第1及び第2の2次元座標に基づいて前記3個の腫瘍マーカの3次元座標、並びにこれらの腫瘍マーカの3次元座標より得られるアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状を計算する中央演算処理部とを備え、  
前記腫瘍マーカの3次元座標を治療直前に少なくとも1回取得し、この座標によって算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状より得られた各駆動軸の補正量に基づき、治療前に前記CARMライナックの各駆動軸を位置合わせすることを特徴とする放射線治療装置。

【請求項6】 前記腫瘍マーカを4個以上使用し、  
前記中央演算処理部は、  
4個以上の腫瘍マーカ座標を統計的に処理し、算出されるアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状の確からしさを高める統計処理機能を有することを特徴とする請求項1記載の放射線治療装置。

【請求項7】 前記CARMライナックの代わりに通常ライナックを備えたことを特徴とする請求項1から請求項6までのいずれかに記載の放射線治療装置。

【請求項8】 前記中央演算処理部は、補正後のガントリ角が0deg、180deg付近である場合、ガントリ角の0deg、或いは180degに対する許容値を設定し、ずれ量が前記許容値以下であればガントリ角を0deg、或いは180degとみなして計算することを特徴とする請求項7記載の放射線治療装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、機構系の絶対精度に依存せずに、体幹部内で動き回る腫瘍の位置を実時間で、かつ自動的に算出し、腫瘍に対して選択的に大線量の照射を正確に行い、正常組織への被爆を低減できる、X線、電子線、陽子線、重粒子線等の放射線を照射

する放射線治療装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来の放射線治療装置について図面を参照しながら説明する。図16は、例えば特開平1-242074号公報に示された従来の放射線治療装置の構成を示す図である。

【0003】図16において、1は治療台、5は患者、6及び7は支持架レール、8はX線TVカメラ入力装置である。このX線TVカメラ入力装置8は、支持架レール6に設置されたX線管8aと、支持架レール7に設置されたイメージインテンシファイア8bとから構成される。

【0004】また、同図において、9はイメージインテンシファイア8bに接続されたデジタルイメージプロセッサ、10はこのデジタルイメージプロセッサ9に接続された電子計算機、11は電子計算機10に接続され、かつ治療台1に連結された治療台コントローラ、12及び13は共に電子計算機10に接続された画像ディスプレイ、14は電子計算機10に接続されたタブレットである。

【0005】つぎに、従来の放射線治療装置の動作について図面を参照しながら説明する。

【0006】図17は、従来の放射線治療装置のX線管8aと患者5の患部Sとの位置関係を説明するための図である。また、図18は、患部SのX線TV画像を示す図である。

【0007】図17において、座標軸は、治療台1の長辺方向がX軸、鉛直方向がZ軸、X軸とZ軸に直角な方向がY軸である。原点Oは、治療台1の中心の真下でかつ初期位置AのX線管8aを通る鉛直線上に定める。X線管8aと治療台1との間の高さをHとすると、初期位置Aの座標は(0, 0, H)である。位置Bを通る鉛直軸と治療台1の真下のX軸との交点はQとする。X線管8aの初期位置AとX軸方向の平行移動後の初期位置Bの間の距離はaと定める。

【0008】図18(a)及び(b)において、X線管8aの初期位置A及び平行移動後の位置Bにおける患者5の患部Sの値は、それぞれS1、S2と表す。患者5の患部Sの像S1及びS2の座標位置は、患部Sの特定の一点(患部の中心または周辺)で表現する。

【0009】まず、X線管8aの初期位置Aにおいて、患者5の患部SのX線TV画像がX線TVカメラ入力装置8によって撮像され、デジタルイメージプロセッサ9によってデジタル化された後、糸巻き歪みなどの画像歪み補正が施されて、電子計算機10を介して画像ディスプレイ12に表示される。

【0010】つづいて、X線管8a及びイメージインテンシファイア8bは、支持架レール6及び7上をX軸方向に距離aだけ同時に並行移動される。平行移動後の位置Bにおいて、患者5の患部SのX線TV画像がX線T

Vカメラ入力装置8によって再度撮像され、デジタルイメージプロセッサ9、電子計算機10を介して画像ディスプレイ13に表示される。

【0011】そして、オペレータは、タブレット14により画像ディスプレイ12及び13上の患部Sの像S1及びS2を表示(ポインティング)する。

【0012】電子計算機10は、支持された患部Sの像S1及びS2の情報に基づいて、次の(1)～(4)の演算を実行する。なお、座標a-b間のベクトルを「 $\rightarrow a \cdot b$ 」と表す。

【0013】(1)患部Sの像S1及びS2のX軸上での距離lは、ベクトル $\rightarrow O \cdot S1$ とベクトル $\rightarrow O \cdot S2$ との差より求める。

(2)患部SのZ軸方向の高さhは、 $h = l \cdot H / (a + l)$ より求まる。

(3)患部SのX、Y、Z座標 $S_x$ 、 $S_y$ 、 $S_z$ は、図18(a)に示すように、患部Sの像S1のX、Y座標値を $X1$ 、 $Y1$ とすると、以下の式より求まる。

$$S_x = (1 - h/H) \cdot X1$$

$$S_y = (1 - h/H) \cdot Y1$$

$$S_z = h$$

(4)治療台1の平行移動量は、所望の患者5の位置と患部Sの位置( $S_x$ 、 $S_y$ 、 $S_z$ )との差より求める。

【0014】上述した演算処理が終了した後、電子計算機10の指令に基づいて治療台1が治療台コントローラ11によって所望の位置まで水平、垂直方向に平行移動される。こうして、患者5の患部Sの位置を所定の3次元座標位置にあわせることが可能となる。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】上述したような従来の放射線治療装置では、3次元座標を求めるにはX線TVカメラ入力装置(X線透視装置)をその都度移動させる必要があり、また3次元座標を求めたい位置をその都度手動で指示しなければならず、更に3次元座標計算はX線TVカメラ入力装置取り付けの機械的精度や患者の絶対位置に依存しているという問題点があり、実時間で3次元座標取得への適用は困難であった。

【0016】また、従来の他の位置決め装置では、複数の体表面上のマーカ位置の測定によってアイソセンタ位置のみを補正することを目的としていることから、体内で腫瘍部の回転移動があった場合、適切な照射野が得られないという問題点があり、また、体表面上に設置されたマーカを使用しているので、体内の腫瘍の位置は非常に間接的に得ることができるに過ぎず、特に治療中に体内の腫瘍が動き回るような場合には、体表面マーカは腫瘍部の動きに対して時間的なずれを生ずることから補正が難しいという問題点があった。

【0017】この発明は、前述した問題点を解決するためになされたもので、体幹部内で動き回る腫瘍の位置と腫瘍に対して設定すべき照射野を実時間で、かつ自動的

に算出し、機構系の絶対精度に依存せずに実質必要な精度を確保することができる放射線治療装置を得ることを目的とする。

【0018】また、この発明は、選択的に大線量の照射を正確に行い、正常組織への被爆を低減することができる放射線治療装置を得ることを目的とする。

【0019】

【課題を解決するための手段】この発明に係る放射線治療装置は、腫瘍に治療ビームを照射するCARMライナックと、前記腫瘍近傍に埋め込まれた少なくとも3個の腫瘍マーカと、前記腫瘍マーカを第1の方向から撮像する第1のX線透視装置と、前記腫瘍マーカを第2の方向から前記第1のX線透視装置と同時に撮像する第2のX線透視装置と、前記第1及び第2のX線透視装置から出力される第1及び第2の透視像を、それぞれデジタイズする第1及び第2の画像入力部と、前記第1及び第2の画像入力部によってデジタイズされた画像情報に予め登録された腫瘍マーカのテンプレート画像を作用させた濃淡正規化相互相関法によるテンプレートマッチングを所定フレームレートの実時間レベルで実行し、前記3個の腫瘍マーカの第1及び第2の2次元座標を、それぞれ求める第1及び第2の認識処理部と、前記第1及び第2の認識処理部で算出された第1及び第2の2次元座標に基づいて前記3個の腫瘍マーカの3次元座標、並びにこれらの腫瘍マーカの3次元座標より得られるアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状を計算する中央演算処理部と、前記求めた腫瘍マーカの3次元座標より得られるアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状により前記CARMライナックの治療ビーム照射を制御する照射制御部とを備えたものである。

【0020】また、この発明に係る放射線治療装置は、前記腫瘍マーカの3次元座標によって算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状より得られた前記CARMライナックの各駆動軸の補正量に基づき、前記CARMライナックの各駆動軸を駆動制御する各駆動軸駆動制御部をさらに備え、前記各駆動軸駆動制御部により体幹部内で動き回る腫瘍に実時間で位置補正を行いながら、前記照射制御部により治療ビームを追尾照射するものである。

【0021】また、この発明に係る放射線治療装置は、前記腫瘍マーカの3次元座標によって算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状より得られた前記CARMライナックの各駆動軸の補正量が制御対象となる駆動軸毎に予め決められた駆動可能範囲をこえる場合には前記各駆動軸駆動制御部、及び前記照射制御部の動作を停止させる駆動範囲判定部をさらに備えたものである。

【0022】さらに、この発明に係る放射線治療装置は、前記腫瘍マーカの3次元座標によって算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状が予

め決められた追尾可能範囲をこえる場合には前記各駆動軸駆動制御部、及び前記照射制御部の動作を停止させる追尾範囲判定部をさらに備えたものである。

【0023】この発明に係る放射線治療装置は、腫瘍に治療ビームを照射するCARMライナックと、前記腫瘍近傍に埋め込まれた少なくとも3個の腫瘍マーカと、前記腫瘍マーカを第1の方向から撮像する第1のX線透視装置と、前記腫瘍マーカを第2の方向から前記第1のX線透視装置と同時に撮像する第2のX線透視装置と、前記第1及び第2のX線透視装置から出力される第1及び第2の透視像を、それぞれデジタイズする第1及び第2の画像入力部と、前記第1及び第2の画像入力部によってデジタイズされた画像情報に予め登録された腫瘍マーカのテンプレート画像を作用させた濃淡正規化相互相関法によるテンプレートマッチングを所定フレームレートの実時間レベルで実行し、前記3個の腫瘍マーカの第1及び第2の2次元座標を、それぞれ求める第1及び第2の認識処理部と、前記第1及び第2の認識処理部で算出された第1及び第2の2次元座標に基づいて前記3個の腫瘍マーカの3次元座標、並びにこれらの腫瘍マーカの3次元座標より得られるアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状を計算する中央演算処理部とを備え、前記腫瘍マーカの3次元座標を治療直前に少なくとも1回取得し、この座標によって算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状より得られた各駆動軸の補正量に基づき、治療前に前記CARMライナックの各駆動軸を位置合わせするものである。

【0024】また、この発明に係る放射線治療装置は、前記腫瘍マーカを4個以上使用し、前記中央演算処理部は、4個以上の腫瘍マーカ座標を統計的に処理し、算出されるアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状の確からしさを高める統計処理機能を有するものである。

【0025】また、この発明に係る放射線治療装置は、前記CARMライナックの代わりに通常ライナックを備えたものである。

【0026】またさらに、この発明に係る放射線治療装置は、前記中央演算処理部が、補正後のガントリ角が0deg、180deg付近である場合、ガントリ角の0deg、或いは180degに対する許容値を設定し、ずれ量が前記許容値以下であればガントリ角を0deg、或いは180degとみなして計算するものである。

【0027】

【発明の実施の形態】実施の形態1. この発明の実施の形態1に係る放射線治療装置について図面を参照しながら説明する。図1は、この発明の実施の形態1に係る放射線治療装置の構成を示す図である。なお、各図中、同一符号は同一又は相当部分を示す。

【0028】図1において、15はCARMライナック

ク、16はCARMライナック15より照射される治療ビーム、17a、17b、及び17cは患者体内の腫瘍に埋め込まれた直径1〜2mm程度のAu、Pt、或いはIr等の人体に害が少なく、かつX線の吸収が大きい材質からなる球状の腫瘍マーカ、18は体内にある腫瘍、19は患者、20はCFRP等X線吸収の少ない材質でできた天板を備えた治療台である。

【0029】また、同図において、21aは治療室床下に設置されたX線管A、21bはX線管A(21a)より照射されるX線を絞るためのコリメータA、21cはX線管A(21a)より照射されるX線A、21dはアイソセンタを挟んでこのX線管A(21a)の対角にあたる治療室天井に設置されたイメージンテンシファイアA、21eはイメージンテンシファイアA(21d)に接続されたTVカメラA、21fはX線管A(21a)を制御するX線高電圧装置Aである。なお、X線透視装置A(21)は、上記のX線管A(21a)〜X線高電圧装置A(21f)により構成されている。

【0030】また、同図において、22aは治療室床下に設置されたX線管B、22bはX線管B(22a)より照射されるX線を絞るためのコリメータB、22cはX線管B(22a)より照射されるX線B、22dはアイソセンタを挟んでこのX線管B(22a)の対角にあたる治療室天井に設置されたイメージンテンシファイアB、22eはイメージンテンシファイアB(22d)に接続されたTVカメラB、22fはX線管B(22a)を制御するX線高電圧装置Bである。なお、X線透視装置B(22)は、上記のX線管B(22a)〜X線高電圧装置B(22f)により構成されている。

【0031】さらに、同図において、23はCARMライナック15の治療ビーム16を直接オン/オフ制御する照射制御部、24はカメラコントロールユニット(CCU)A、25はカメラコントロールユニット(CCU)B、26は画像入力部A、27は認識処理部A、28は画像入力部B、29は認識処理部B、30は中央演算処理部、31はトリガ制御部、32は画像表示部、33はモニタである。

【0032】つぎに、この実施の形態1に係る放射線治療装置の動作について図面を参照しながら説明する。

【0033】図2及び図3は、この発明の実施の形態1に係る放射線治療装置の透視像を示す図である。

【0034】まず、中央演算処理部30の指示に基づき、トリガ制御部31よりX線高電圧装置A(21f)、及びX線高電圧装置B(22f)にX線照射許可信号が印加され、X線管A(21a)、及びX線管B(22a)よりX線が照射される。

【0035】同時に、トリガ制御部31からカメラコントロールユニットA(24)、カメラコントロールユニットB(25)、画像入力部A(26)、及び画像入力部B(28)に対して同期信号が送られ、TVカメラA

(21e)、及びTVカメラB(22e)の画像が一定周期で同期しながら認識処理部A(27)、認識処理部B(29)に送られる。

【0036】X線管A(21a)より照射されたX線A(21c)は、CFRP治療台20上の患者19の体内の腫瘍18の近傍に埋め込まれた腫瘍マーカ17a、17b、及び17c付近を通り、イメージンテンシファイアA(21d)の管面に、図2(a)に示すような、透視像Aを形成する。

10 【0037】この透視像Aは、TVカメラA(21e)により電気信号に変換され、カメラコントロールユニットA(24)を通じ、画像入力部A(26)に入力され、図2(c)に示すように、1024×1024程度の解像度、1ピクセルあたり256段階程度の階調にデジタル化された上で認識処理部A(27)に送られる。

【0038】この認識処理部A(27)では、図2(b)に示す、あらかじめ記憶されている腫瘍マーカ17a、17b、及び17cのリファレンス画像であるテンプレート画像Aと、図2(c)に示す、デジタル化された透視像Aとの間で濃淡正規化相互相関によるテンプレートマッチングを実行する。そして、デジタル化された透視像A上でもっとも相関度の高い腫瘍マーカ座標Aを求め、その結果を中央演算処理部30に送る。

【0039】同様に、X線管B(22a)より照射されたX線B(22c)は、治療台20上の患者19の体内の腫瘍18近傍に埋め込まれた腫瘍マーカ17付近を通り、イメージンテンシファイアB(22d)の管面に、図3(a)に示すような、透視像Bを形成する。

30 【0040】この透視像Bは、TVカメラB(22e)により電気信号に変換され、カメラコントロールユニットB(25)を通じ、画像入力部B(28)に入力され、図3(c)に示すように、1024×1024程度の解像度、1ピクセルあたり256段階程度の階調にデジタル化された上で認識処理部B(29)に送られる。

【0041】この認識処理部B(29)では、図3(b)に示す、あらかじめ記憶されている腫瘍マーカ17a、17b、及び17cのリファレンス画像であるテンプレート画像Bと、図3(c)に示す、デジタル化された透視像Bとの間で濃淡正規化相互相関によるテンプレートマッチングを実行する。そして、デジタル化された透視像B上でもっとも相関度の高い腫瘍マーカ座標Bを求め、その結果を中央演算処理部30に送る。

【0042】なお、濃淡正規化相互相関によるテンプレートマッチング法は、あらかじめ登録されたリファレンス画像(テンプレート)と、マーカが存在する(と思われる)画像間で次の式の演算を行うことにより、検査画像内のマーカの存在度を求めるものである。

【0043】

【数1】

$$Q_{x,y} = \frac{\sum_{i,j}^n F_{x+i,y+j} G_{i,j} - n\overline{F}\overline{G}}{\sqrt{\sum_{i,j}^n F_{x+i,y+j}^2 - n\overline{F}^2} \sqrt{\sum_{i,j}^n G_{i,j}^2 - n\overline{G}^2}}$$

【0044】実際は、座標(x, y)から開始されるテンプレートと同じ大きさの局所領域Sx, yを順にずらしながら、テンプレート画像Giと探索画像(デジタル化後の透視像)Fiの相関値Qx, yを計算し、得られた相関値の値によって座標(x, y)にテンプレートと

同等の物体が存在するか否かを判断する。  
【0045】なお、腫瘍マーカ17a、17b、及び17cは、Au、Pt、Ir等の人体に無害、かつX線に対して不透明な物質からなり、臓器や骨などによる複雑な透視映像の中でも高い識別性を得ることができる。また、腫瘍マーカ17a、17b、及び17cの形状は、直径1~2mmの球状であり、体内にどのように置かれても、どの方向から透視を行っても、透視映像上に球状に記録される効果がある。このことは一般のテンプレートマッチング法においては、被認識物が回転などによって

探索画像内でその形を変える場合にいろいろな角度に応じた複数のテンプレートを順次試行し、最も高い認識度を得る操作を行うのに対して、一回の試行で完全な結果を得られるという点で処理速度の低減に大きな効果がある。  
【0046】次に、中央演算処理部30において、腫瘍マーカ座標Aa、Ab、及びAcは、あらかじめ記憶されている透視系Aの透視変換行列Maによりアイソセンタ付近において腫瘍マーカ17a、17b、及び17c

がその上に存在すると考えられる直線の方程式に変換される。  
【0047】同様に、中央演算処理部30において、腫瘍マーカ座標Ba、Bb、及びBcは、あらかじめ記憶されている透視系Bの透視変換行列Mbによりアイソセンタ付近において腫瘍マーカ17a、17b、及び17c

がその上に存在すると考えられる直線の方程式に変換される。  
【0048】更に、中央演算処理部30では、このようにして得られた2つの直線の方程式の交点を求めることにより腫瘍マーカ17a、17b、及び17cの3次元座標を得る。

【0049】中央演算処理部30は、得られた3つの腫瘍マーカの3次元座標より腫瘍部に対して当初計画されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状のずれ量を求め、これらを正常化するための6つの補正量、即ち、治療台LONG軸座標、治療台LAT軸座標、治療台VERT軸座標、ガントリ角、CARM角、及びコリメータ角を算出する。

【0050】中央演算処理部30は、アイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状のずれ量のそれぞ

\*れがあらかじめ与えられた範囲内にある場合は、照射制御部23に対して治療ビームイネーブル信号を送出し、照射制御部23は、CARMライナック15に治療ビーム16を照射するように指示を行う。

【0051】逆に、得られた腫瘍マーカ17a、17b、及び17cの3次元座標の比較演算より算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状のずれ量のそれぞれがあらかじめ与えられた許容範囲にならない場合には、照射制御部23に対する治療ビームイネーブル信号は送出されず、照射制御部23は、CARMライナック15に対して治療ビーム照射の中断を指示する。

【0052】このようにして、腫瘍マーカ17a、17b、及び17cの3次元座標の比較演算より算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状のずれ量のそれぞれがあらかじめ与えられた許容範囲内にある場合だけCARMライナック15による治療ビーム16の照射が行われることになる。

【0053】中央演算処理部30が必要とする透視変換行列Mは、次のようにして求める。

【0054】図4は、この実施の形態1に係る放射線治療装置において使用する空間座標校正器を示す図である。

【0055】空間座標校正器40は、図4(a)に示すように、アクリル等のX線に対して比較的透明な材質でできた一辺長40~80mm程度の立方体の頂点付近にAu、W、或いはPb等のX線に対して不透明な直径1~2mm程度の球状物質(マーカ)M1~M8を各頂点から一定位置になるように精度良く埋め込み、かつ各面において対辺の中間間にケガキ線を入れたものである。

【0056】図5及び図6は、透視装置によって空間座標校正器40をX線が通る透視パスを示す図である。

【0057】図6において、例えば(a)は空間座標校正器40のマークM5からマークM3を通る透視パス1を中心とした空間座標校正器40の透視像を示す。同様に、(b)~(d)は、透視パス2~4を示す。

【0058】まず、空間座標校正器40を治療台20上に置き、空間座標校正器40の各面に記されたケガキ線をガイドに、治療位置決めて用いるレーザポイントを使用して空間座標校正器40の中心がアイソセンタになるように位置あわせを行う。

【0059】次に、中央演算処理部30の指示により、トリガ制御部31からX線高電圧装置A(21f)に対してX線照射許可信号が印加され、X線管A(21a)よりX線が照射され、イメージインテンシファイアA



(21d)上に空間座標校正器40の透視像Aを結像する。

【0060】この透視像Aは、TVカメラA(21e)により電気信号に変換され、カメラコントロールユニットA(24)を通じ、画像入力部A(26)によりデジタイズされて中央演算処理部30に取り込まれ、画像表示部32によりモニタ33に表示される。

【0061】操作者は、モニタ33に表示された空間座標校正器40の8頂点(マーカ)の透視画像のうち6点の透視画像上の位置と、それぞれのアイソセンタからの

10 実座標を対応づけて中央演算処理部30に対して指示する。

【0062】中央演算処理部30は、透視画像上の位置指定により、腫瘍マーカ17の透視画像上の座標

( $x_{Ai}, y_{Ai}$ ) |  $i=1, 6$ を得ると共に、対応づけて与えられたアイソセンタを原点とした3次元座標

( $X_{Ai}, Y_{Ai}, Z_{Ai}$ ) |  $i=1, 6$ を得て、透視系Aにおける射影幾何学における透視変換行列 $M_A$ を算出する。

【0063】この透視変換行列 $M_A$ は、腫瘍マーカ17

20 の3次元空間上の実座標に対する齊次座標 $[a_A]$ と、その透視画像上の座標に対する齊次座標 $[b_A]$ とすれば、 $4 \times 3$ , rank 3の行列 $M_A$ により $[a_A M_A] = [b_A]$ と表すことができる。行列 $M_A$ を一般的に求めるには、 $[a]$ と $[b]$ の6点の組み合わせ情報が必要であり、空間座標校正器40の6頂点座標を使用する所以である。

【0064】同様にして、中央演算処理部30の指示により、トリガ制御部31からX線高電圧装置B(22f)に対してX線照射許可信号が印加され、X線管B(22a)よりX線が照射され、イメージインテンシファイアB(22d)上に空間座標校正器40の透視像Bを結像する。

【0065】この透視像Bは、TVカメラB(22e)により電気信号に変換され、カメラコントロールユニットB(25)を通じ、画像入力部B(28)によりデジタイズされて中央演算処理部30に取り込まれ、画像表示部32によりモニタ33に表示される。

【0066】操作者は、モニタ33に表示された空間座標校正器40の8頂点の透視画像のうち6点の透視画像上の位置と、それぞれのアイソセンタからの実座標を対応づけて中央演算処理部30に対して指示する。

【0067】中央演算処理部30は、透視画像上の位置指定により、腫瘍マーカ17a、17b、及び17cの透視画像上の座標( $x_{Bi}, y_{Bi}$ ) |  $i=1, 6$ を得ると共に、対応づけて与えられたアイソセンタを原点とした3次元座標( $X_{Bi}, Y_{Bi}, Z_{Bi}$ ) |  $i=1, 6$ を得て、

透視系Bにおける射影幾何学における透視変換行列 $M_B$ を算出する。

【0068】この透視変換行列 $M_B$ は、腫瘍マーカ17a、17b、及び17cの3次元空間上の実座標に対する齊次座標 $[a_B]$ とその透視画像上の座標に対する齊次座標 $[b_B]$ とすれば、 $4 \times 3$ , rank 3の行列 $M_B$ により $[a_B M_B] = [b_B]$ と表すことができる。

【0069】透視変換行列 $M$ が定まっている時、透視像上の点の座標が求まると上記変換式によって3次元空間内での対応点が存在できる座標群(直線の方程式)が求まる。従って、透視系A、透視系Bにより3つの腫瘍マーカ17a、17b、及び17cを透視して得られる透視像A、透視像Bからはそれぞれ空間内の3つの腫瘍マーカ座標を通る3組の二つの直線の方程式が得られ、これらの交点を計算することにより3つの腫瘍マーカ17a、17b、及び17cの3次元座標を求めることができる。

【0070】3点ある個々のマーカの識別は、画像の連続性から行い、対応するもう一方の透視画像から得られる位置情報によって整合性を判断する。

【0071】アイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状は、3点マーカの空間座標から次のようにして算出する。このとき、治療室座標系{A}、CT座標系{B}として扱う。

【0072】まず、3個のマーカをP、Q、Rとし、これらからなるマーカフレーム{C}を以下のように定義する。図7に示すように、2つのベクトル( $\rightarrow$ )QP、( $\rightarrow$ )QRとして、次のようになる。

【0073】

【数2】

$$\begin{aligned} {}^B Z_c &= \frac{\overrightarrow{QP} \times \overrightarrow{QR}}{|\overrightarrow{QP} \times \overrightarrow{QR}|} \\ {}^B Y_c &= \frac{\overrightarrow{QP} + \overrightarrow{QR}}{|\overrightarrow{QP} + \overrightarrow{QR}|} \\ {}^B X_c &= \frac{(\overrightarrow{QP} + \overrightarrow{QR}) \times (\overrightarrow{QP} \times \overrightarrow{QR})}{|(\overrightarrow{QP} + \overrightarrow{QR}) \times (\overrightarrow{QP} \times \overrightarrow{QR})|} \end{aligned}$$

30

40 【0074】次に、腫瘍フレーム{D}を図8のように定義する。治療室座標系と腫瘍フレームの関係は、CARMライナック15の場合、回転分のみ示せば次のようになる。即ち、ガントリ角 $\phi$ 、CARM角 $\xi$ 、コリメータ角 $\theta$ として、以下のようになる。

【0075】

【数3】

$${}^A R = {}^A R_z(\theta) {}^A R_x(\xi) {}^A R_y(\phi)$$

$$= \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}$$

【0076】つまり、 $A_0R$ が既知であるとき、対応する  
ガントリ角 $\phi$ 、CARM角 $\xi$ 、コリメータ角 $\theta$ を求める  
ことが可能となる。

【0077】腫瘍フレームの回転変位後の姿勢 $A_0 \cdot T$ は、 $A_0 R$ に平行移動を付加したものであり、対応する回転変位後のマーカフレーム $A_c \cdot T$ がわかると次のようにして計算することができる。 $A_c \cdot T$ は3点マーカの実測によって得られ、計画マーカフレームの姿勢 $A_c T$ と対応させることによって回転変位量を求めることができる。 $A_0 \cdot T$ が求まれば、これに対応したガントリ角 $\phi'$ 、IROT角 $\psi'$ 、コリメータ角 $\theta'$ を求めることが可能となる。

【0078】まず、計画マーカフレーム{C}は、CT座標系{B}に従って定義されている。即ち、

【0079】

【数4】

$${}^B T_C = \begin{bmatrix} \overline{{}^B X_C} & \overline{{}^B Y_C} & \overline{{}^B Z_C} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

【0080】よって、

【0081】

【数5】

$${}^A T_C = {}^A T_B {}^B T_C$$

【0082】である。次に、実測マーカフレーム {C'} は、治療室座標系 {A} に従って得られる。

【0083】

【数6】

$$c^T = \begin{bmatrix} \overline{X_c} & \overline{Y_c} & \overline{Z_c} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

【0084】これらによって、

【0085】

【数7】

$$\begin{aligned} {}^A D^T &= {}^A T {}^A D^T \\ &= {}^A T {}^A T^{-1} {}^A D^T \end{aligned}$$

【0086】と計算することが可能となる。

\*【0087】実施の形態2.（追尾照射）

10 この発明の実施の形態 2 に係る放射線治療装置について図面を参照しながら説明する。図 9 は、この発明の実施の形態 2 に係る放射線治療装置の構成を示す図である。

【0088】上記実施の形態1では、アイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状のずれ量のそれぞれがあらかじめ与えられた範囲内にある時、中央演算処理部30は、照射制御部23に対して治療ビームイネーブル信号を送出し、照射制御部23は、CARMライナック15に治療ビーム16を照射するように指示を行う。

20 【0089】この実施の形態2では、各駆動軸駆動制御部34により、アイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状のずれ量を打ち消すように、各駆動軸（治療台LONG軸、治療台LAT軸、治療台VERT軸、ガントリ角、CARM角、コリメータ角）を位置制御することで、体内で腫瘍が動き回っても治療ビーム16を停止させることなく精度の高い治療を継続することが可能となる。

【0090】このとき、CARMライナック15では、治療ビーム方向の変動に対し、ガントリ角とCARM角の2軸駆動により連続で滑らかな補正が可能であるという特徴がある。

【0091】実施の形態3.（駆動範囲の限定）

この発明の実施の形態 3 に係る放射線治療装置について図面を参照しながら説明する。図 10 は、この発明の実施の形態 3 に係る放射線治療装置の構成を示す図である。

【0092】上記実施の形態2では、各駆動軸駆動制御部34により、アイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状のずれ量を打ち消すように、各駆動軸（治療台LONG軸、治療台LAT軸、治療台VERT軸、ガントリ角、CARM角、コリメータ角）を位置制御することとしたが、この実施の形態3では、各軸の駆動範囲を限定するものである。

【0093】すなわち、各々の駆動軸について予め駆動可能範囲を設定し、駆動範囲判定部35は、上記駆動可能範囲をこえる補正量が必要になった場合は、一時的に、各駆動軸駆動制御部34による駆動軸補正と、照射制御部23による治療ビーム16の照射を停止させ、駆動可能範囲内で補正を行える状況となったところで治療

\* 50 ビーム 16 の照射を自動的に再開させる。

【0094】このことによって、各駆動軸が互いに干渉することを未然に防ぐ効果がある。

【0095】実施の形態4.（追尾範囲の限定）  
この発明の実施の形態4に係る放射線治療装置アナログについて図面を参照しながら説明する。図11は、この発明の実施の形態4に係る放射線治療装置の構成を示す図である。

【0096】上記実施の形態2では、各駆動軸駆動制御部34により、アイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状のずれ量を打ち消すように、各駆動軸（治療台LONG軸、治療台LAT軸、治療台VERT軸、ガントリ角、CARM角、コリメータ角）を位置制御することとしたが、この実施の形態4では、アイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状のずれ量の許容範囲（追尾範囲）を限定するものである。

【0097】すなわち、アイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状のずれ量のそれぞれについて予め追尾可能範囲を設定し、追尾範囲判定部36は、上記追尾可能範囲をこえる補正量が必要になった場合は、一時的に、各駆動軸駆動制御部34による駆動軸補正と、照射制御部23による治療ビームの照射を停止させ、追尾可能範囲内で補正を行える状況となったところで治療ビームの照射を自動的に再開させる。

【0098】このことによって、例えば治療ビーム方向が大ききずれた場合でも、ずれを無理に補正しようとして体厚の変化等を生じ腫瘍部の線量分布に大きな変動を生じることが未然に防止できる効果がある。

【0099】実施の形態5.（位置決め機能）  
この発明の実施の形態5に係る放射線治療装置について図面を参照しながら説明する。図12は、この発明の実施の形態5に係る放射線治療装置の構成を示す図である。

【0100】これまでの各実施の形態は、治療中の腫瘍の動きを捉え、必要に応じて間歇的な照射を行う、或いは追尾照射を行うが、この実施の形態5では、治療前位置決めを使用するものである。

【0101】即ち、動きがほとんどない腫瘍の治療では治療中に常時、モニタしなくても良く、治療前の位置確認の意味で3点マーカによる位置決めが有効である。この場合でも、CARMライナック15であることがアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状のずれ量の修正に適していることに変わりはない。

【0102】このことによって、照射制御部23、各駆動軸駆動制御部34が不要となり、装置の小型化、低コスト化が得やすいという効果がある。

【0103】実施の形態6.（4点以上のマーカの使用）

この発明の実施の形態6に係る放射線治療装置について図面を参照しながら説明する。図13は、この発明の実施の形態6に係る放射線治療装置の構成を示す図であ

る。

【0104】上記実施の形態1や、他の実施の形態では、使用する腫瘍マーカ17の数量は3個であるが、この実施の形態6では、腫瘍マーカ17を4個以上使用するものである。

【0105】体内の腫瘍の平行移動量、回転量を求めるのに最低3個の腫瘍マーカが必要であるが、4個以上使用することによって、中央演算処理部30の統計処理機能30aでは、マーカ座標を統計的に処理することができ、これらの座標から算出されるアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状のずれ量の確からしさが高まる効果がある。

【0106】実施の形態7.（通常ライナックでの補正）

この発明の実施の形態7に係る放射線治療装置について図面を参照しながら説明する。図14は、この発明の実施の形態2に係る放射線治療装置の構成を示す図である。

【0107】上記実施の形態1や、他の実施の形態では、治療装置としてCARMライナック15を使用しているが、この実施の形態7では、通常のライナック15Aを使用するものである。

【0108】通常ライナック15Aの場合は回転補正軸として、ガントリ、IROT、コリメータの回転量を出し、補正を行うことは可能であるが、ガントリ角が0、 $\pi$ である場合にIROT角とコリメータ角の解が位相差だけになり、ガントリ角が0、 $\pi$ 付近ではIROT角とコリメータ角の解が誤差の影響を大きく受け、不安定になるという問題はあるが、この点を除けばCARMライナック15と同様の効果を得ることができる。

【0109】通常ライナック15Aの場合、アイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状は、3点マーカの空間座標から次のようにして算出する。このとき、治療室座標系{A}、CT座標系{B}として扱う。

【0110】まず、3個のマーカをP、Q、Rとし、これらからなるマーカフレーム{C}を以下のように定義する。図7に示すように、2つのベクトル( $\rightarrow$ )QP、( $\rightarrow$ )QRとして、以下になる。

【0111】

【数8】

$$\overrightarrow{Z_c} = \frac{\overrightarrow{QP} \times \overrightarrow{QR}}{|\overrightarrow{QP} \times \overrightarrow{QR}|}$$

$$\overrightarrow{Y_c} = \frac{\overrightarrow{QP} + \overrightarrow{QR}}{|\overrightarrow{QP} + \overrightarrow{QR}|}$$

$$\overrightarrow{X_c} = \frac{(\overrightarrow{QP} + \overrightarrow{QR}) \times (\overrightarrow{QP} \times \overrightarrow{QR})}{|(\overrightarrow{QP} + \overrightarrow{QR}) \times (\overrightarrow{QP} \times \overrightarrow{QR})|}$$

【0112】次に、腫瘍フレーム{D}を図8のように

定義する。

【0113】治療室座標系と腫瘍フレームの関係は、通常ライナック15Aの場合、回転分のみ示せば次のようになる。即ち、ガントリ角 $\phi$ 、IROT角 $\psi$ 、コリメータ

$${}^A_R = {}^A R_z(\theta) {}^A R_y(\phi) {}^A R_z(\psi)$$

$$= \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} \cos \phi \cos \psi \cos \theta - \sin \psi \sin \theta & -\cos \phi \cos \psi \sin \theta - \sin \psi \cos \theta & \sin \phi \cos \psi \\ \cos \phi \sin \psi \cos \theta + \cos \psi \sin \theta & -\cos \phi \sin \psi \sin \theta + \cos \psi \cos \theta & \sin \phi \sin \psi \\ -\sin \phi \cos \theta & -\sin \phi \sin \theta & \cos \phi \end{bmatrix}$$

【0115】つまり、 ${}^A_R$ が既知であるとき、対応するガントリ角 $\phi$ 、IROT角 $\psi$ 、コリメータ角 $\theta$ を求めることが可能となる。

【0116】腫瘍フレームの回転変位後の姿勢 ${}^A_{D'} T$ は、 ${}^A_R$ に平行移動を付加したものであり、対応する回転変位後のマーカフレーム ${}^A_{C'} T$ がわかると次のようにして計算することができる。 ${}^A_{C'} T$ は3点マーカの実測によって得られ、計画マーカフレームの姿勢 ${}^A_C T$ と対応させることによって回転変位量を求めることができる。 ${}^A_{D'} T$ が求まれば、これに対応したガントリ角 $\phi'$ 、IROT角 $\psi'$ 、コリメータ角 $\theta'$ を求めることが可能となる。

【0117】まず、計画マーカフレーム $\{C\}$ は、CT座標系 $\{B\}$ に従って定義されている。即ち、

【0118】

【数10】

$${}^B_C T = \begin{bmatrix} \overline{{}^B X_C} & \overline{{}^B Y_C} & \overline{{}^B Z_C} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

【0119】よって、

【0120】

【数11】

$${}^A_{D'} T = {}^A_C T {}^B_C T$$

【0121】である。次に、実測マーカフレーム $\{C'\}$ は、治療室座標系 $\{A\}$ に従って得られる。

【0122】

【数12】

$${}^A_{C'} T = \begin{bmatrix} \overline{{}^A X_{C'}} & \overline{{}^A Y_{C'}} & \overline{{}^A Z_{C'}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

【0123】これらによって、

【0124】

【数13】

\* 角度 $\theta$ として、以下のようになる。

【0114】

【数9】

$$\begin{aligned} {}^A_{D'} T &= {}^A_{C'} T {}^A_C T \\ &= {}^A_C T {}^A_{D'} T \end{aligned}$$

【0125】と計算することが可能となる。

【0126】実施の形態8。(ガントリ角が0deg、180deg付近である場合の処理)

この発明の実施の形態8に係る放射線治療装置について図面を参照しながら説明する。図13は、この発明の実施の形態8に係る放射線治療装置の処理内容を示す図である。

【0127】上記実施の形態7では、通常のライナック15Aを使用した場合について説明したが、ガントリ角が0deg、180deg付近である場合に、治療ビーム方向のわずかな変動に対してIROT角が大きく変動する場合がある。

【0128】例えば、治療ビーム方向が計画時には治療室座標系でZ軸方向であったものが、実測時にX軸まわりにわずかに回転していた場合、IROT角の変動量は90degに達し、治療が困難になる場合がある。このような場合、ガントリ角の0deg、或いは180degに対する許容値を設定できる機構とし、ずれ量が許容値以下であればガントリ角を0deg、或いは180degとみなして、中央演算処理部30で計算する。

【0129】このように、特定ガントリ角に対するまるめ処理を行うことで不必要な治療台20の操作を防ぐことができる。

【0130】

40 【発明の効果】この発明に係る放射線治療装置は、以上説明したとおり、腫瘍に治療ビームを照射するCARMライナックと、前記腫瘍近傍に埋め込まれた少なくとも3個の腫瘍マーカと、前記腫瘍マーカを第1の方向から撮像する第1のX線透視装置と、前記腫瘍マーカを第2の方向から前記第1のX線透視装置と同時に撮像する第2のX線透視装置と、前記第1及び第2のX線透視装置から出力される第1及び第2の透視像を、それぞれデジタイズする第1及び第2の画像入力部と、前記第1及び第2の画像入力部によってデジタイズされた画像情報に  
50 予め登録された腫瘍マーカのテンプレート画像を作用さ

せた濃淡正規化相互相関法によるテンプレートマッチングを所定フレームレートの実時間レベルで実行し、前記3個の腫瘍マーカの第1及び第2の2次元座標を、それぞれ求める第1及び第2の認識処理部と、前記第1及び第2の認識処理部で算出された第1及び第2の2次元座標に基づいて前記3個の腫瘍マーカの3次元座標、並びにこれらの腫瘍マーカの3次元座標より得られるアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状を計算する中央演算処理部と、前記求めた腫瘍マーカの3次元座標より得られるアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状により前記CARMライナックの治療ビーム照射を制御する照射制御部とを備えたので、平行移動に加え回転移動も含む体幹部内の腫瘍に対しても選択的に大線量の照射を行い、正常組織への被爆を低減できるという効果を奏する。

【0131】また、この発明に係る放射線治療装置は、以上説明したとおり、前記腫瘍マーカの3次元座標によって算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状より得られた前記CARMライナックの各駆動軸の補正量に基づき、前記CARMライナックの各駆動軸を駆動制御する各駆動軸駆動制御部をさらに備え、前記各駆動軸駆動制御部により体幹部内で動き回る腫瘍に実時間で位置補正を行いながら、前記照射制御部により治療ビームを追尾照射するので、体幹部内で腫瘍が動き回っても治療ビームを停止させることなく精度の高い治療を継続することができるという効果を奏する。

【0132】さらに、この発明に係る放射線治療装置は、以上説明したとおり、前記腫瘍マーカの3次元座標によって算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状より得られた前記CARMライナックの各駆動軸の補正量が制御対象となる駆動軸毎に予め決められた駆動可能範囲をこえる場合には前記各駆動軸駆動制御部、及び前記照射制御部の動作を停止させる駆動範囲判定部をさらに備えたので、各駆動軸が互いに干渉することを未然に防ぐことができるという効果を奏する。

【0133】またさらに、この発明に係る放射線治療装置は、以上説明したとおり、前記腫瘍マーカの3次元座標によって算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状が予め決められた追尾可能範囲をこえる場合には前記各駆動軸駆動制御部、及び前記照射制御部の動作を停止させる追尾範囲判定部をさらに備えたので、線量分布の差が無視できぬほど腫瘍が大きく変位でしまっている状態で治療を継続してしまうということを未然に防ぐことができるという効果を奏する。

【0134】この発明に係る放射線治療装置は、以上説明したとおり、腫瘍に治療ビームを照射するCARMライナックと、前記腫瘍近傍に埋め込まれた少なくとも3個の腫瘍マーカと、前記腫瘍マーカを第1の方向から撮像する第1のX線透視装置と、前記腫瘍マーカを第2の

方向から前記第1のX線透視装置と同時に撮像する第2のX線透視装置と、前記第1及び第2のX線透視装置から出力される第1及び第2の透視像を、それぞれデジタイズする第1及び第2の画像入力部と、前記第1及び第2の画像入力部によってデジタイズされた画像情報に予め登録された腫瘍マーカのテンプレート画像を作用させた濃淡正規化相互相関法によるテンプレートマッチングを所定フレームレートの実時間レベルで実行し、前記3個の腫瘍マーカの第1及び第2の2次元座標を、それぞれ求める第1及び第2の認識処理部と、前記第1及び第2の認識処理部で算出された第1及び第2の2次元座標に基づいて前記3個の腫瘍マーカの3次元座標、並びにこれらの腫瘍マーカの3次元座標より得られるアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状を計算する中央演算処理部とを備え、前記腫瘍マーカの3次元座標を治療直前に少なくとも1回取得し、この座標によって算出されたアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状より得られた各駆動軸の補正量に基づき、治療前に前記CARMライナックの各駆動軸を位置合わせするので、装置の小型化、低コスト化を図ることができるという効果を奏する。

【0135】また、この発明に係る放射線治療装置は、以上説明したとおり、前記腫瘍マーカを4個以上使用し、前記中央演算処理部は、4個以上の腫瘍マーカ座標を統計的に処理し、算出されるアイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状の確からしさを高める統計処理機能を有するので、アイソセンタ位置、治療ビーム方向、及び照射野形状のずれ量の確度を高めることができるという効果を奏する。

【0136】さらに、この発明に係る放射線治療装置は、以上説明したとおり、前記CARMライナックの代わりに通常ライナックを備えても、同様の効果を奏する。

【0137】またさらに、この発明に係る放射線治療装置は、前記中央演算処理部が、補正後のガントリ角が0deg、180deg付近である場合、ガントリ角の0deg、或いは180degに対する許容値を設定し、ずれ量が前記許容値以下であればガントリ角を0deg、或いは180degとみなして計算するので、不要な治療台の操作を防ぐことができるという効果を奏する。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】 この発明の実施の形態1に係る放射線治療装置の構成を示す図である。

【図2】 この発明の実施の形態1に係る放射線治療装置の透視像を示す図である。

【図3】 この発明の実施の形態1に係る放射線治療装置の透視像を示す図である。

【図4】 この発明の実施の形態1に係る放射線治療装置の位置決め方法で使用する空間座標校正器を示す図で

ある。

【図5】 この発明の実施の形態1に係る放射線治療装置の位置決め方法で使用する空間座標校正器の透視パスを示す図である。

【図6】 この発明の実施の形態1に係る放射線治療装置の位置決め方法で使用する空間座標校正器の透視パスを示す図である。

【図7】 この発明の実施の形態1に係る放射線治療装置のマーカフレームを示す図である。

【図8】 この発明の実施の形態1に係る放射線治療装置の腫瘍フレームを示す図である。

【図9】 この発明の実施の形態2に係る放射線治療装置の構成を示す図である。

【図10】 この発明の実施の形態3に係る放射線治療装置の構成を示す図である。

【図11】 この発明の実施の形態4に係る放射線治療装置の構成を示す図である。

【図12】 この発明の実施の形態5に係る放射線治療装置の構成を示す図である。

【図13】 この発明の実施の形態6に係る放射線治療装置の構成を示す図である。

【図14】 この発明の実施の形態7に係る放射線治療装置の構成を示す図である。

【図15】 この発明の実施の形態8に係る放射線治療

装置の処理内容を示す図である。

【図16】 従来の放射線治療装置の構成を示す図である。

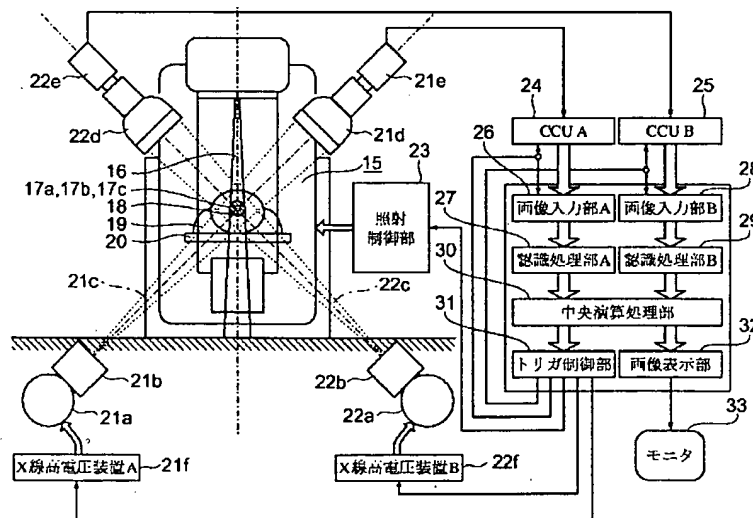
【図17】 従来の放射線治療装置の動作を示す図である。

【図18】 従来の放射線治療装置の動作を示す図である。

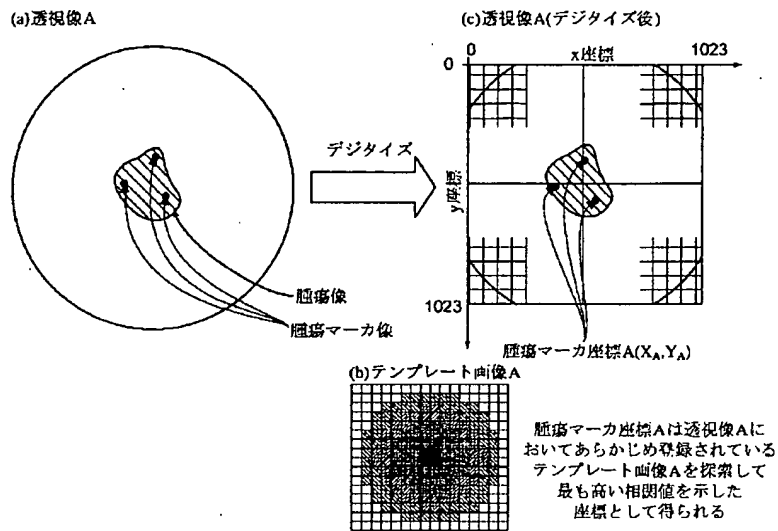
#### 【符号の説明】

15 CARMライナック、15A 通常ライナック、16 治療ビーム、17 腫瘍マーカ、18 腫瘍、19 患者、20 治療台、21a X線管A、21b コリメータA、21c X線A、21d イメージングテンシファイアA、21e TVカメラA、21f X線高電圧装置A、22a X線管B、22b コリメータB、22c X線B、22d イメージングテンシファイアB、22e TVカメラB、22f X線高電圧装置B、23 照射制御部、24 カメラコントロールユニット(CCU)A、25 カメラコントロールユニット(CCU)B、26 画像入力部A、27 認識処理部A、28 画像入力部B、29 認識処理部B、30 中央演算処理部、30a 統計処理機能、31トリガ制御部、32 画像表示部、33 モニタ、34 各駆動軸駆動制御部、35 駆動範囲判定部、36 追尾範囲判定部。

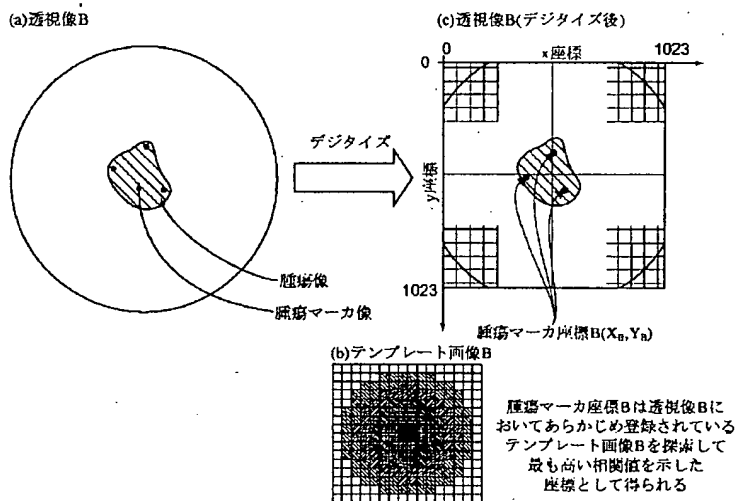
【図1】



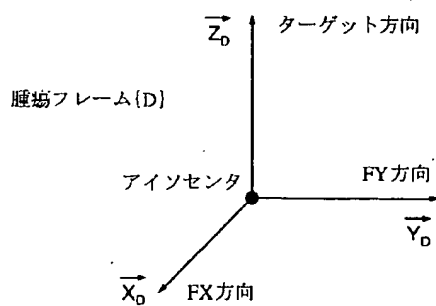
【図2】



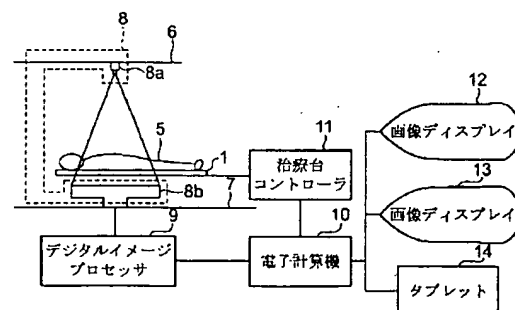
【図3】



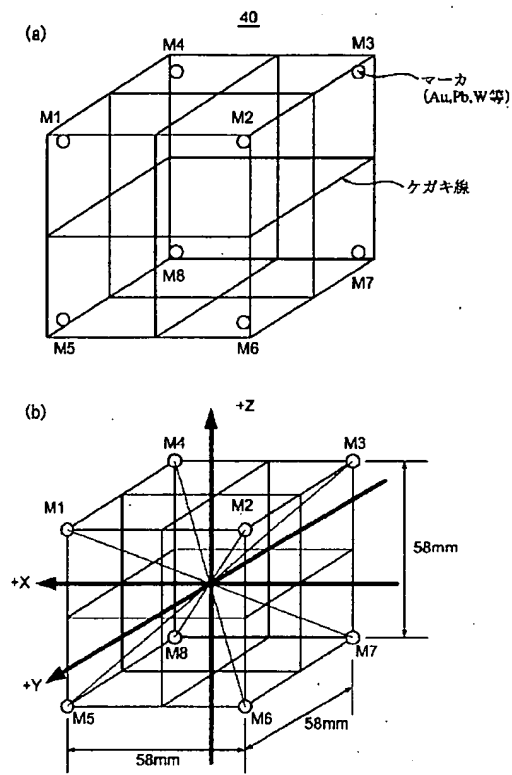
【図8】



【図16】

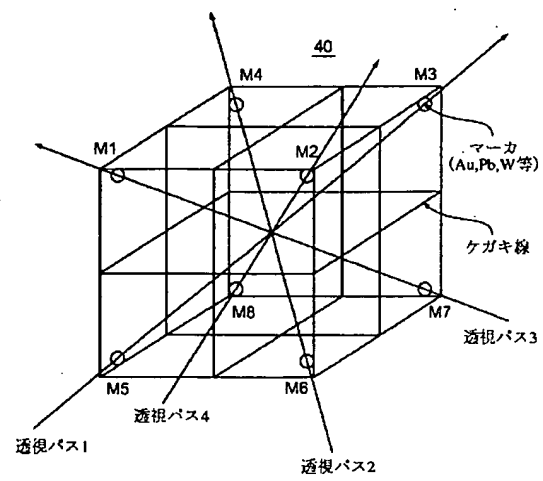


【図4】

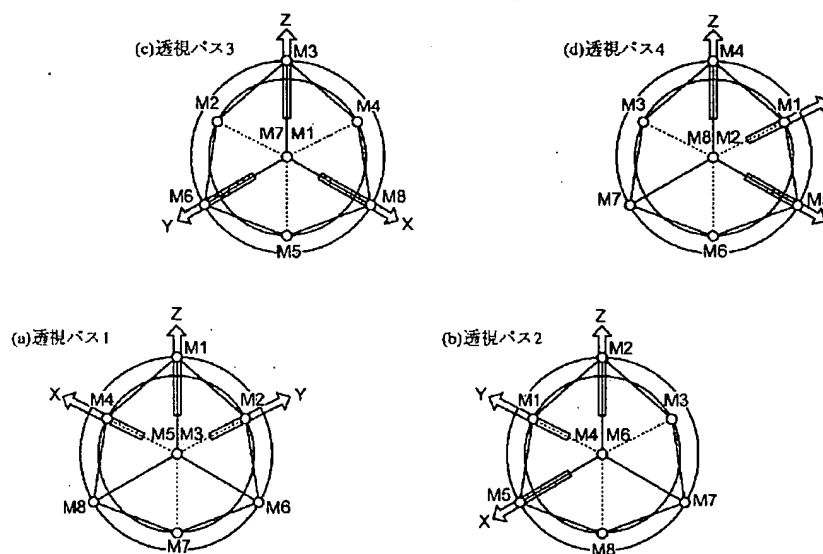


M1-M8は一辺長58mm立方格子上に置かれたφ2mmのAu球

【図5】



【図6】



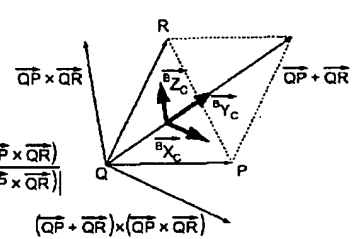


【図7】

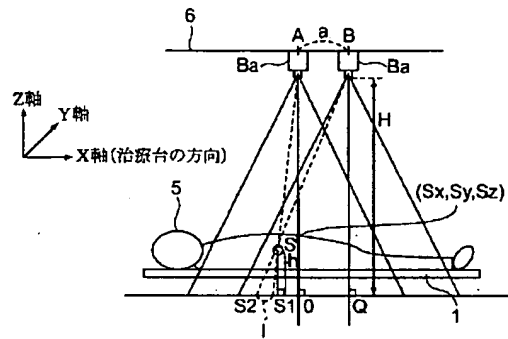
マーカーフレーム[C]

3点P,Q,Rからなるマーカーフレームを以下のように規定する。

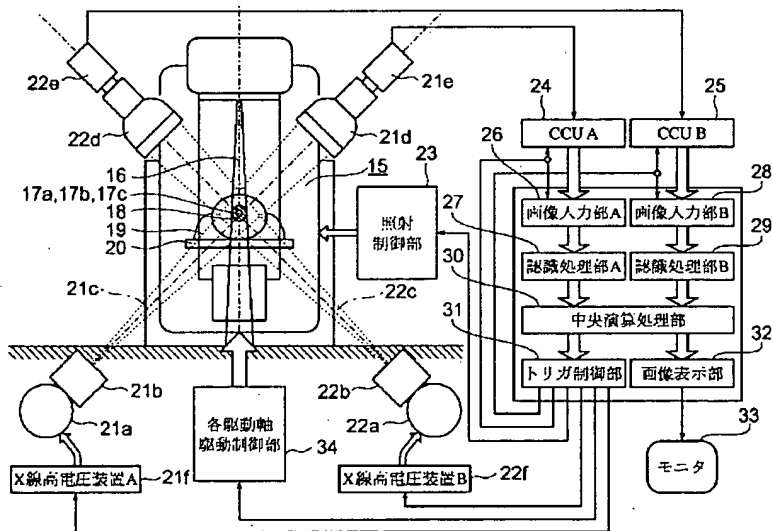
2つのベクトル $\overrightarrow{QP}, \overrightarrow{QR}$ として

$$\begin{aligned}\overrightarrow{B_z} &= \frac{\overrightarrow{QP} \times \overrightarrow{QR}}{|\overrightarrow{QP} \times \overrightarrow{QR}|} \\ \overrightarrow{B_y} &= \frac{\overrightarrow{QP} + \overrightarrow{QR}}{|\overrightarrow{QP} + \overrightarrow{QR}|} \\ \overrightarrow{B_x} &= \frac{(\overrightarrow{QP} + \overrightarrow{QR}) \times (\overrightarrow{QP} \times \overrightarrow{QR})}{|(\overrightarrow{QP} + \overrightarrow{QR}) \times (\overrightarrow{QP} \times \overrightarrow{QR})|}\end{aligned}$$


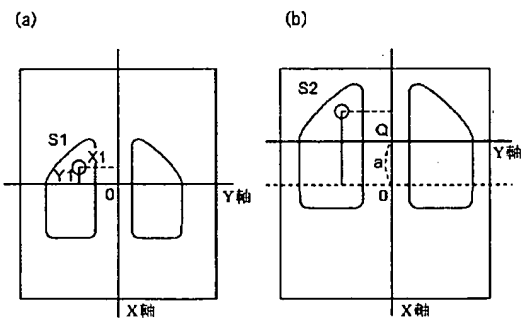
【図17】



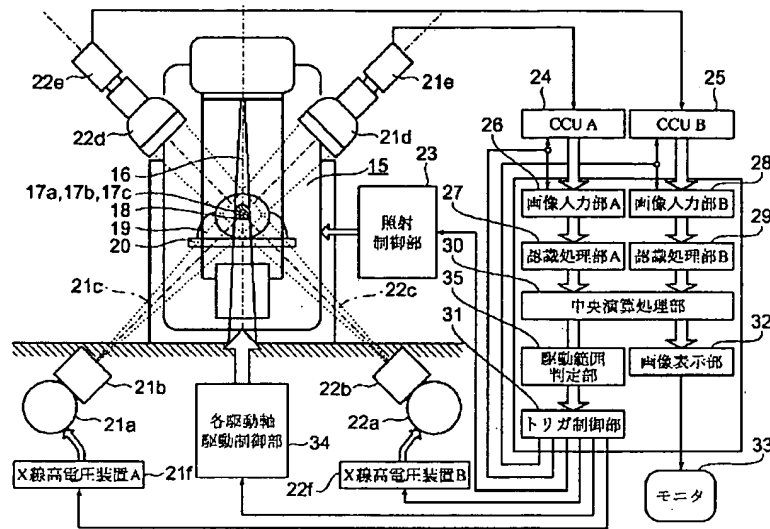
【図9】



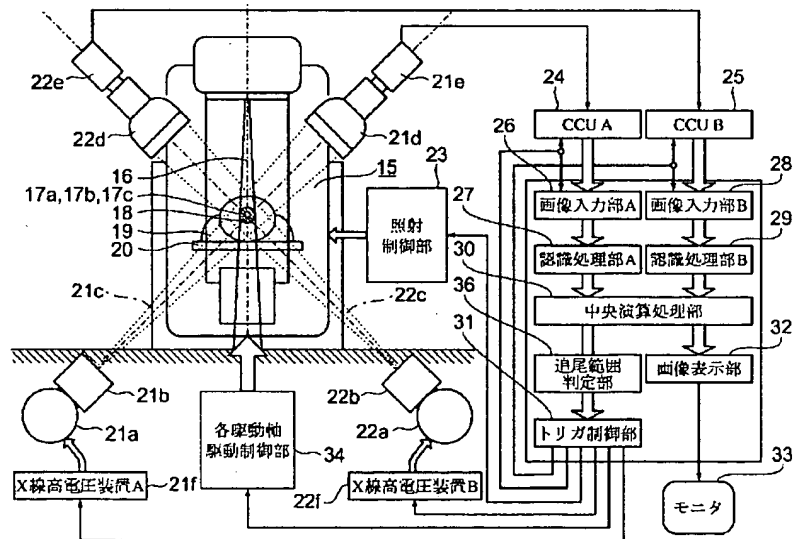
【図18】



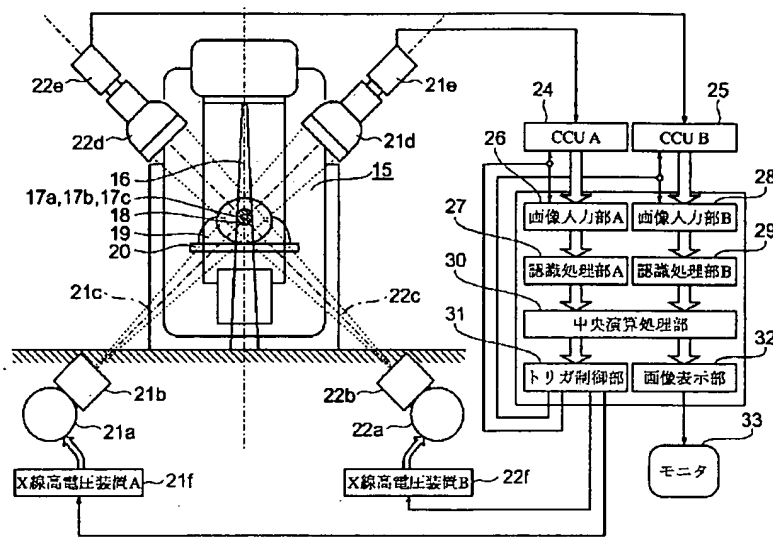
【図10】



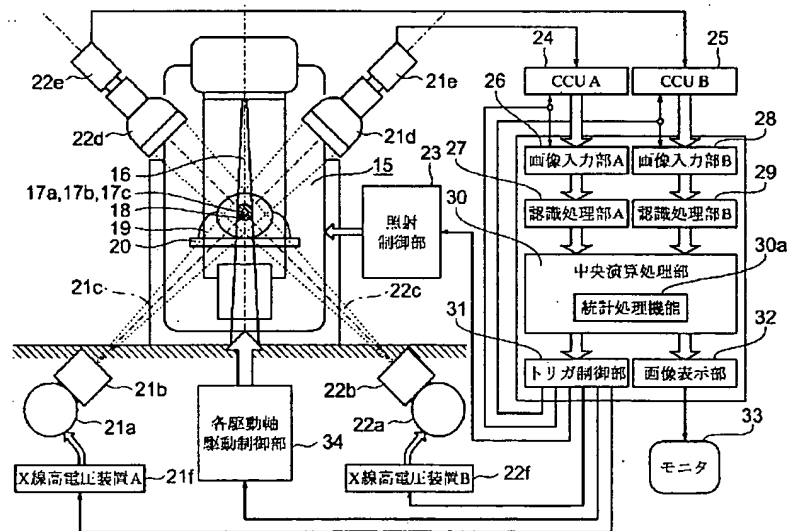
【図11】



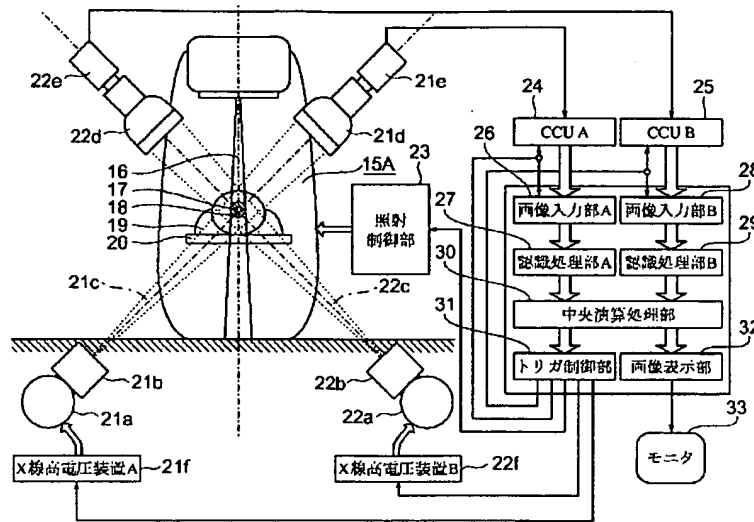
【図12】



【図13】



【図14】



【図15】

$$\begin{aligned} {}^0T &= {}^A R_2(\theta) {}^A R_1(\phi) {}^A R_2(\psi) \\ &= \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} \cos \phi \cos \psi \cos \theta - \sin \phi \sin \theta & -\cos \phi \cos \psi \sin \theta - \sin \phi \cos \theta & \sin \phi \cos \psi \\ \cos \phi \sin \psi \cos \theta + \cos \psi \sin \theta & -\cos \phi \sin \psi \sin \theta + \cos \psi \cos \theta & \sin \phi \sin \psi \\ -\sin \phi \cos \theta & -\sin \phi \sin \theta & \cos \phi \end{bmatrix} \\ \phi &= \pm \cos^{-1}(r_{33}) \end{aligned}$$

であるから、解は2つ考えられることになり、以降場合分けが必要となる。

$C_2 = \cos \phi = r_{33}$ 、 $C_1 = \sin \phi$  としておく。

$C_4 = \cos \psi = \frac{r_{13}}{C_1}$ 、 $C_5 = \sin \psi = \frac{r_{23}}{C_1}$ 、 $C_6 = \cos \theta = -\frac{r_{31}}{C_1}$ 、 $C_7 = \sin \theta = \frac{r_{32}}{C_1}$  として、

$C_3 > 0$  の場合  $\psi = +\cos^{-1}(C_4)$

$C_3 < 0$  の場合  $\psi = -\cos^{-1}(C_4)$

$C_3 = 0$  の場合  $C_4 \geq 0$  の時  $\psi = 0$ 、 $C_4 < 0$  の時  $\psi = \pi$

$C_6 > 0$  の場合  $\theta = +\cos^{-1}(C_6)$

$C_6 < 0$  の場合  $\theta = -\cos^{-1}(C_6)$

$C_6 = 0$  の場合  $C_7 \geq 0$  の時  $\theta = 0$ 、 $C_7 < 0$  の時  $\theta = \pi$

ただし、ガントリ角が  $n\pi$  であるとき、上記  ${}^0T$  において

$\psi$  と  $\theta$  は位相差だけの関係となる

$\psi = \psi_{PLAN}$  とすれば、 $C_1 = \cos \psi_{PLAN}$ 、 $C_3 = \sin \psi_{PLAN}$  となり、

$${}^0T = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_2 C_4 \cos \theta - C_3 \sin \theta & -C_2 C_4 \sin \theta - C_3 \cos \theta & 0 \\ C_2 C_7 \cos \theta + C_6 \sin \theta & -C_2 C_7 \sin \theta + C_6 \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & C_2 \end{bmatrix}$$

$$C_6 = \cos \theta = \frac{r_{31} C_4 + r_{32} C_3}{C_2}, C_7 = \sin \theta = -\frac{r_{21} C_4 + r_{22} C_3}{C_2}$$

$C_3 > 0$  の場合  $\theta = +\cos^{-1}(C_6)$

$C_3 < 0$  の場合  $\theta = -\cos^{-1}(C_6)$

$C_3 = 0$  の場合  $C_7 \geq 0$  の時  $\theta = 0$ 、 $C_7 < 0$  の時  $\theta = \pi$

ガントリ角が  $n\pi$  付近であるとき、 $n\pi$  との差が一定以内であれば、切り捨てて  $n\pi$  とみなすこととすれば、上式のように  $\psi$  は計画値  $\psi_{PLAN}$  を使用してコリメータ角  $\theta$  のみの補正とすることが可能

## フロントページの続き

Fターム(参考) 4C082 AC02 AC04 AC05 AC06 AE02  
AG53 AJ07 AN02 AR01  
4C093 AA09 AA25 EA06 EB02 FF17  
FF19 FF21 FF22  
5B057 AA08 BA03 CA08 CA12 CB08  
CB13 CD14 CH01 DA07 DA16  
DB02 DB09 DC16 DC22 DC34  
5L096 AA06 BA06 BA13 CA12 DA02  
FA14 FA34 FA67 FA69 HA07  
JA09 LA11

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☒ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☒ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☒ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☒ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**